

X=ray computer tomography appts. to reduce vol. scan time

Patent Number: DE19502574
Publication date: 1996-08-08
Inventor(s): KLINGENBECK-REGN KLAUS DR (DE)
Applicant(s): SIEMENS AG (DE)
Requested Patent: ☐ DE19502574
Application Number: DE19951002574 19950127
Priority Number(s): DE19951002574 19950127
IPC Classification: G01N23/06; G01T1/29; A61B6/03
EC Classification: A61B6/03B16D, G01T1/29D4
Equivalents: CN1133973, ☐ JP8240541

Abstract

Appts. for X=ray computer tomography which can be swivelled about a system axis, has a fan-shaped X=ray beam which impinges on a detector array (4) of parallel rows (4a-4q) of detector elements. Signals from different projections are processed by a computer to generate an image of the object under examination. A variable blind (10) is used to select the number of detector rows (4a-4q) exposed to the X=ray beam and multiplexers (9) connect the output channels (11-14) to selected detector rows (4a-4q) so that the output signals of $\sqrt{1}$ adjacent row (4a-4q) can be fed to each of the output channels (11-14).

Data supplied from the esp@cenet database - I2



⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Off nl gungsschrift
⑩ DE 195 02 574 A 1

⑥ Int. Cl.⁸:
G 01 N 23/06
G 01 T 1/29
A 61 B 6/03

⑳ Aktenzeichen: 195 02 574.1
㉑ Anmeldetag: 27. 1. 95
㉒ Offenlegungstag: 8. 8. 96

DE 195 02 574 A 1

㉓ Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

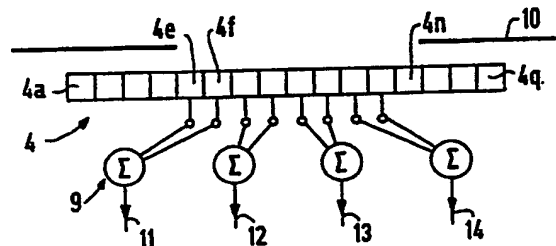
㉔ Erfinder:
Klingenbeck-Regn, Klaus, Dr., 90408 Nürnberg, DE

㉕ Entgegenhaltungen:
GB 20 05 955 A
US 52 91 402

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑥4 Röntgen-Computertomograph

⑥7 Es soll ein Röntgen-Computertomograph mit einem Detektor aus mehreren parallelen Detektorzeilen geschaffen werden, bei dem eine einfache Auslesung und Erfassung der Datenrate sowie Rekonstruktion gegeben ist. Vor dem Detektor (4) ist eine verstellbare Blende (10) für die Auswahl der Anzahl der vom Röntgenstrahlenbündel getroffenen Detektorzeilen (4a bis 4q) sowie ein Multiplexer (9) zur Anschaltung einer vorbestimmten Anzahl von Ausgangskanälen (11 bis 14) an die ausgewählten Detektorzeilen (4e bis 4n) vorhanden, welcher dann, wenn die Zahl der ausgewählten Detektorzeilen (4a bis 4q) größer als die Zahl der Ausgangskanäle (11 bis 14) ist, die Ausgangssignale aneinander angrenzender Detektorzeilen (4e bis 4n) zu Gruppen zusammengefaßt.



DE 195 02 574 A 1

Beschreibung

Bei heute in der Medizintechnik verwendeten Computertomographen werden die für ein Schnittbild notwendigen Projektionsdaten aufgenommen, indem ein dünner Fächerstrahl aus dem Strahlenbündel des Röntgenstrahlers ausgeblendet wird und die durch das Objekt transmittierte Strahlung mit einer einzelnen Detektorzeile nachgewiesen wird. Die Länge der einzelnen Detektorelemente in z-Richtung (Richtung der Systemachse) ist dabei so dimensioniert, daß diese die Strahlung für die größte einstellbare Schichtdicke (üblicherweise 10 mm Schicht) aufnehmen können.

Verschiedene Schichtdicken werden durch entsprechende Einstellungen der Röhrennahen und einer detektorseitigen Blende erzeugt. Da mit einer derartigen Anordnung nur jeweils Daten für eine Schicht aufgenommen werden können, wird die vom Röntgenstrahler emittierte Röntgenstrahlung nur sehr ineffizient genutzt. Für dreidimensionale Aufnahmetechniken ist das erfaßbare Volumen daher in aller Regel durch die verfügbare Dauerleistung des Röntgenstrahlers beschränkt. Entsprechend lange sind die erforderlichen Aufnahme- bzw. Untersuchungszeiten.

Derartige Beschränkungen des Meßsystems werden weitgehend überwunden, wenn gemäß US-PS 5 291 402 ein Flächendetektor verwendet wird. Ein derartiger Flächendetektor ist ein zweidimensionales Array von Detektorelementen (Mosaik), d. h. er ist von mehreren parallelen Detektorzeilen gebildet, so daß anstelle eines dünnen Fächerstrahles ein auch in z-Richtung ausgedehntes Röntgenstrahlbündel zur Abbildung verwendet werden kann. Im Gegensatz zu einem konventionellen Einzeildetektor besteht ein Flächendetektor aus auch in z-Richtung separierten Detektorelementen. Bei einer Drehung des Meßsystems können dann je nach Ausdehnung des Flächendetektors in z-Richtung viele Schichten simultan aufgenommen werden. Benachbarte Zeilen des Flächendetektors erfassen dabei benachbarte Schichten. Die Länge der Detektorelemente in z-Richtung wird daher so gewählt, daß eine Detektorzeile die kleinste, gewünschte Schicht (üblicherweise 1 mm Schicht) erfaßt.

Ein Flächendetektor besteht also aus einer Anordnung von N-Zeilen in z-Richtung, wobei in einer Zeile z. B. M-Detektorelemente in der Richtung senkrecht zur z-Achse angeordnet sein können, also aus $N \times M$ Detektorelementen. Die Anordnung der Detektorelemente senkrecht zur z-Achse wird vorzugsweise auf einen Kreisbogen ausgeführt, dessen Mittelpunkt der Röntgenfokus bildet.

Ein flächenhafter Detektor, bestehend aus einem Mosaik von $N \times M$ Detektorelementen, hat also den großen Vorteil einer sehr effizienten Nutzung der Röntgenleistung durch simultane Aufnahme eines Volumens oder eines Teilvolumens.

Dem stehen als Nachteile gegenüber:

- Bei der Auslesung der einzelnen Detektorelemente ist eine entsprechend große Anzahl von $N \times M$ Elektronikkanälen erforderlich.
- Die zu erfassende Datenrate steigt gegenüber heutigen Computertomographen mit Einzeildetektoren proportional zur Anzahl N der Zeilen an.
- Für Schichten im Randgebiet des Strahlenbündels wird die für planare Tomogramme bekannte Rekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion ungenau, zumindest sind sehr aufwendige und rechen-

intensive Cone-Korrekturen erforderlich. Alternativ ist die Anwendung echter 3D-Verfahren für die Bildrekonstruktion (E-PS 0 526 157 A1) möglich. In diesem Fall ist aber der Rechenaufwand gegenüber einer konventionellen gefilterten Rückprojektion oder einer direkten Fourierrekonstruktion erheblich gesteigert. Entsprechend steigt die erforderlichen Rechnerleistung.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bei einem Röntgen-Computertomographen mit Flächendetektor einen Kompromiß anzugeben, bei dem die vollständige Komplexität des Flächendetektors bezüglich Auslesung, Datenrate und Rekonstruktion weitgehend vermieden bzw. auf ein realisierbares Maß reduziert wird und gleichzeitig wichtige Vorteile erhalten bleiben.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch den Patentanspruch.

Die Grundidee dabei ist die folgende:

Der Flächendetektor mit N-Zeilen und M-Detektorelementen pro Zeile sei für Aufnahmen von N-Schichten der kleinsten Schichtdicke w_0 (z. B. $w_0 = 1$ mm) ausgelegt. Entsprechend dem aktuellen Aufnahmemodus, z. B. Schichtdicke $w > w_0$, werden Gruppen von Ausgangssignalen der Detektorelemente einer Spalte geeignet zusammengefaßt, so daß sich eine Anzahl von $n < N$ von erforderlichen Auslesekanälen ergibt. Es ist dabei natürlich wünschenswert, daß n konstant gehalten werden kann. Falls deshalb nicht alle N-Zeilen des Flächendetektors genutzt werden sollen, kann ein entsprechendes Röntgenprofil durch einstellbare Blenden erzeugt werden.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Röntgen-Computertomographen nach der Erfindung, und

Fig. 2 bis 5 den Detektor des Computertomographen gemäß Fig. 1 mit dem zugeordneten Multiplexer für verschiedene Schichtdicken.

In der Fig. 1 ist der Fokus 1 eines Röntgenstrahlers gezeigt, von dem ein durch eine nicht dargestellte Blende eingebündeltes fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, das ein Objekt 3 durchsetzt und auf einem Detektor 4 auftrifft, der aus mehreren parallelen Detektorzeilen besteht, von denen jede von einer Reihe von Detektorelementen gebildet ist. Das Meßsystem 1, 4 ist um eine Systemachse 6 drehbar, so daß das Objekt 3 unter verschiedenen Projektionen durchstrahlt wird. Aus den dabei gebildeten Detektorsignalen berechnet ein Rechner 7 ein Bild des Objektes 3, welches auf einem Monitor 8 wiedergegeben wird. Die Erfassung der Detektorsignale erfolgt durch einen Multiplexer 9, der in Verbindung mit den Fig. 2 bis 5 näher erläutert ist.

Der Detektor 4 ist in Fig. 1 nur schematisch dargestellt. Die Fig. 2 bis 5 zeigen, daß er bei dem diesen Figuren zugrundeliegenden Beispiel aus 16 parallelen Detektorzeilen 4a bis 4q besteht. In Strahlenrichtung gesehen vor dem Detektor 4 ist eine in z-Richtung verstellbare Blende 10 vorgesehen. Durch die Blende 10 kann die Anzahl der vom Röntgenstrahlenbündel getroffenen Detektorzeilen 4a bis 4q ausgewählt werden. Der Multiplexer 9 schaltet eine vorbestimmte Anzahl von Ausgangskanälen, bei dem Beispiel von vier Ausgangskanälen, an die ausgewählten Detektorzeilen 4a bis 4q an. In dem Fall, in dem die Zahl der ausgewählten Detektorzeilen 4a bis 4q größer als die Zahl der Ausgangskanäle ist, faßt er die Ausgangssignale aneinander

angrenzender Detektorzeilen zu Gruppen zusammen.

In der Blendenstellung gemäß Fig. 2 sind die vier Detektorzeilen 4g bis 4k an die vier Ausgangskanäle 11 bis 14 angeschaltet. In der Blendenstellung gemäß Fig. 3 sind die Detektorzeilen 4e bis 4n an die Ausgangskanäle 11 bis 14 angeschaltet. Entsprechend der Erfassung der Ausgangssignale von acht Detektorzeilen werden die Ausgangssignale von jeweils zwei aneinander angrenzenden Detektorzeilen, z. B. 4e und 4f, zu Gruppen zusammengefaßt. In der Blendenstellung gemäß Fig. 4 werden die Ausgangssignale der Detektorzeilen 4c bis 4o erfaßt und entsprechend jeweils die Ausgangssignale von drei aneinander angrenzenden Detektorzeilen zu einer Gruppe zusammengefaßt. Schließlich ist in Fig. 5 die Blende 10 ganz geöffnet, so daß die Ausgangssignale von jeweils vier aneinander angrenzenden Detektorzeilen zu einer Gruppe zusammengefaßt werden.

Bei dem Beispiel besteht der Detektor 4 aus $N = 16$ Detektorzeilen 4a bis 4q, ist also geeignet zur Aufnahme von 16 Schichten mit 1 mm Schichtdicke. Zur Auslesung sollen aber nur $n =$ vier Kanäle pro Spalte eingesetzt werden. Die Gesamtzahl der Kanäle ist also $4 \times M$.

Durch entsprechende Einblendung werden für 1 mm Schichten nur die innersten vier Detektorzeilen 4g bis 4k benutzt, deren Ausgänge einzeln auf die verfügbaren Kanäle 11 bis 14 geschaltet werden (Fig. 2).

Für einen Betrieb mit 2 mm Schichtdicke werden die innersten acht Detektorzeilen 4e bis 4n benutzt und deren Ausgangssignale jeweils paarweise summiert. Die so entstehenden vier Summensignale der einzelnen Paare werden anschließend auf die Kanäle 11 bis 14 geschaltet (Fig. 3).

Analog werden durch Summierung von je drei Signalen benachbarter Detektorelemente vier Schichten mit 3 mm Schichtdicke (Fig. 4) bzw. durch Summierung von je vier Signalen benachbarter Detektorelemente Schichten von je 4 mm Schichtdicke gebildet.

Aus diesen Basismoden mit den klinisch wichtigen Schichtdicken von 1 mm bis 4 mm lassen sich größere Schichtdicken, z. B. 6 mm oder 8 mm, durch weitere Summationsschritte generieren. In solchen Fällen wird der Detektor 4 als effektiver Zweizeilendetektor betrieben.

Für eine aktuelle Realisierung sind nach den Fig. 2 bis 5 Summationsglieder erforderlich, die mindestens vier Eingänge aufweisen. Je nach gewählter Schichtdicke werden unterschiedliche, bis zu maximal vier Ausgangssignale von Detektorelementen mit den Eingängen der Summierungsglieder verbunden. Die Ausgänge der Summierungsglieder können fest mit den vier Kanälen 11 bis 14 der Ausleseelektronik verbunden sein.

Es versteht sich von selbst, daß das gewählte Zahlenbeispiel nur exemplarischen Charakter besitzt und beliebig erweiterbar ist (z. B. $N = 32$ Detektorzeilen und $n =$ acht Auslesekanäle).

Die zeitlichen Anforderungen an die Schaltvorgänge von Detektorsignalen zu Summierungsgliedern sind gering, da diese Verschaltung zu Beginn des Aufnahmemodus festgelegt wird und während der Aufnahme unverändert beibehalten werden kann. Es ist aber auch denkbar, daß während einer Volumenaufnahme in Spiraltechnik eine Umschaltung bezüglich der Schichtdicke erfolgen kann.

Die vorgeschlagene Detektoranordnung weist im Vergleich zum vollständig auslesbaren Flächendetektor die bereits erwähnten Vereinfachungen bezüglich Ausleseelektronik, Datenrate und Bildrekonstruktion auf. Im Vergleich zum Einzeilendetektor konventioneller

Computertomographen besitzt der vorgeschlagene Detektor eine Reihe wichtiger Vorteile:

a) Je nach Wahl von n und N können simultan n -Schichten mit einer maximalen Schichtdicke, die durch N/n bestimmt ist, aufgenommen werden.

b) Volumenaufnahme in Spiraltechnik

In einer der gewählten Summierschaltung entsprechenden Anordnung stehen n effektive Einzeldetektoren zur Schichtbreite w für die Datenerfassung zur Verfügung. Der Pitch $P =$ (Liegenvorschub pro 360° Umdrehung des Meßsystems in mm) / (Schichtdicke in mm) kann dann groß gewählt werden, z. B. $P = n$ oder $P = n + 1$, so daß verglichen zur Einzeldetektorzeile eine um den Faktor n oder $n + 1$ schnellere Volumenabtastung erreicht wird. $P = n$ (bzw. $P = n + 1$) entspricht dabei einem effektiven Pitch p_1 , bezogen auf eine effektive Detektorzeile von $p_1 = 1$ (bzw. $p_1 = 1 + 1/n$), so daß trotz der schnelleren Volumenabtastung praktisch die gleiche Abtastdichte in z -Richtung erreicht wird.

c) Die Wahl von P richtet sich nach praktischen Anforderungen. Generell sollte für n gerade P ungerade (z. B. $P = n + 1$) gewählt werden, um Mehrfachabtastungen im Spiralmodus zu vermeiden. Bei n ungerade kann auch $P = n$ gewählt werden.

d) Insbesondere für Dünnschichtaufnahmen kann eine Überabtastung in z -Richtung wünschenswert sein. Diese kann durch eine Wahl von $1 < P < n$ erreicht werden. Gegenüber einer Einzeldetektorzeile mit entsprechendem $p_1 < 1$ verbleibt der Zeitfaktor $P/p_1 \gg 1$ bezüglich der Aufnahmezeit.

e) Die vorgeschlagene Multiplexerschaltung der Detektorelemente ermöglicht unmittelbar die Anwendung von Methoden zur Reduzierung nichtlinearer Teilvolumeneffekte. So können etwa 2 mm Schichten dadurch erzeugt werden, daß der Detektor im 4×1 mm Modus betrieben wird und die Signale zu benachbarten 1 mm Schichten (digital) summiert werden. Bei gleichzeitig reduzierten Teilvolumenartefakten wird damit ein entsprechend verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis in den Bildern erreicht. Entsprechendes gilt für andere Schichtdicken.

Patentanspruch

Röntgen-Computertomograph mit einem ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel (2) aussendenden Röntgenstrahler (1) und einem davon getroffenen Detektor (4), welcher aus mehreren parallelen Detektorzeilen (4a bis 4q) besteht, von denen jede von einer Reihe von Detektorelementen gebildet ist, wobei das Röntgenstrahlenbündel (2) um eine Systemachse (6) drehbar ist und die bei den verschiedenen Projektionen gebildeten Detektorsignale einem Rechner (7) zugeführt werden, welcher daraus ein Bild des untersuchten Objektes (3) berechnet, und wobei eine verstellbare Blende (10) für die Auswahl der Anzahl der vom Röntgenstrahlenbündel (2) getroffenen Detektorzeilen (4a bis 4q) sowie ein Multiplexer (9) zur Anschaltung einer vorbestimmten Anzahl von Ausgangskanälen (11 bis 14) an die ausgewählten Detektorzeilen (4a bis 4q) vorhanden sind, welcher dann, wenn die Zahl der ausgewählten Detektorzeilen (4a bis 4q) größer

als die Zahl der Ausgangskanäle (11 bis 14) ist, die Ausgangssignale aneinander angrenzender Detektorzeilen (4a bis 4q) zu Gruppen zusammenfaßt.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

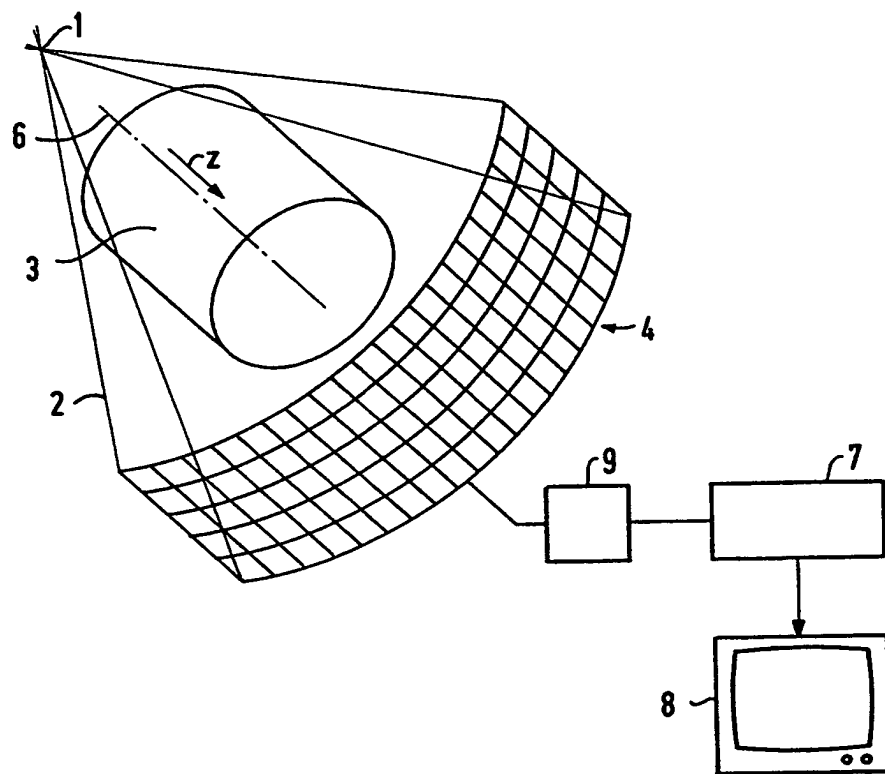


FIG 1

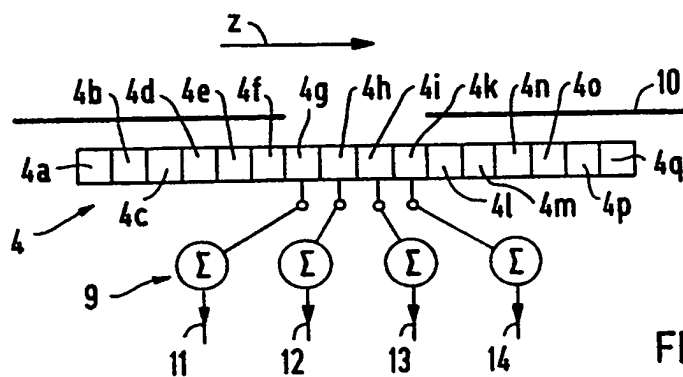


FIG 2

